

This Page Is Inserted by IFW Operations
and is not a part of the Official Record

BEST AVAILABLE IMAGES

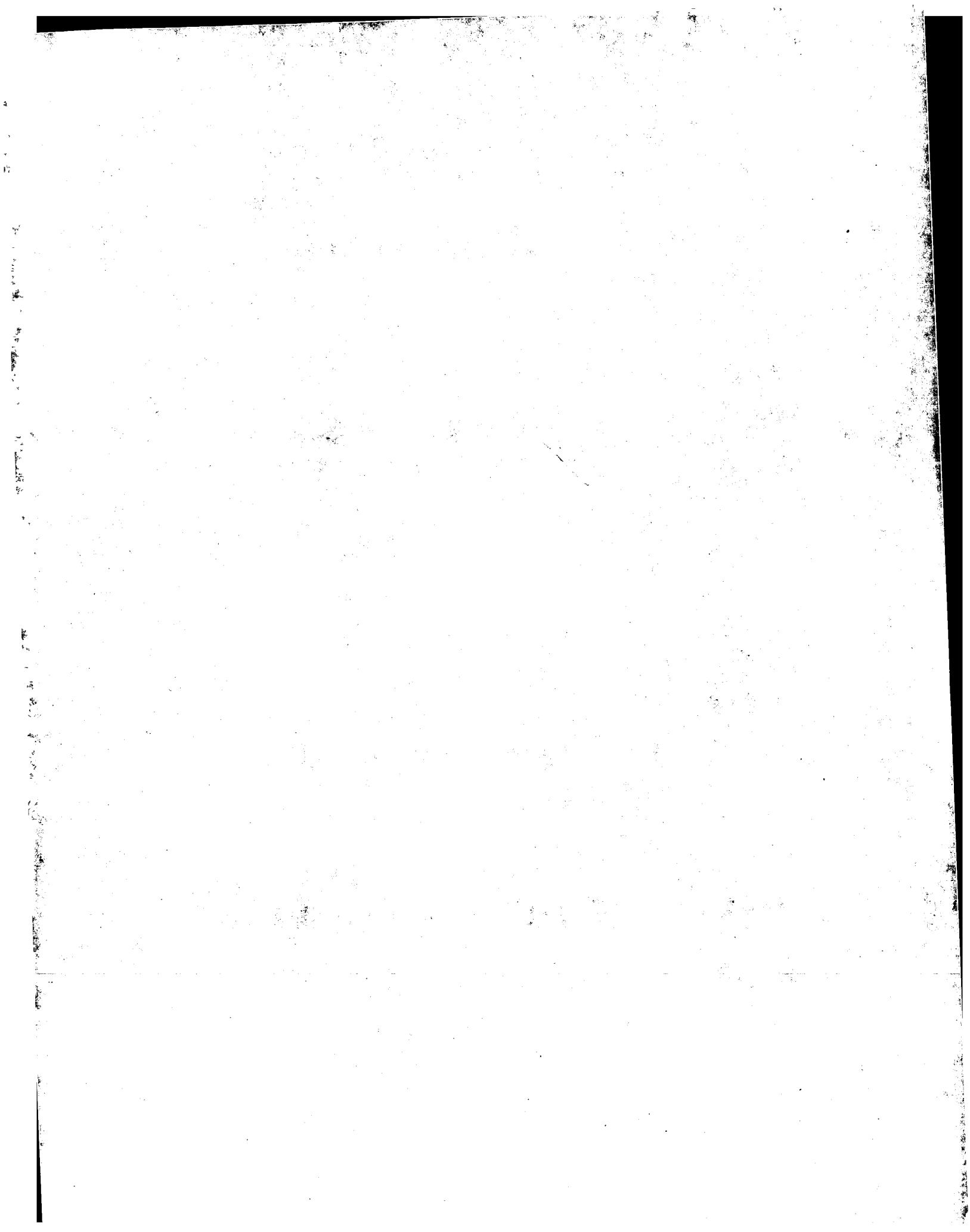
Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images may include (but are not limited to):

- BLACK BORDERS
- TEXT CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- FADED TEXT
- ILLEGIBLE TEXT
- SKEWED/SLANTED IMAGES
- COLORED PHOTOS
- BLACK OR VERY BLACK AND WHITE DARK PHOTOS
- GRAY SCALE DOCUMENTS

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

**As rescanning documents *will not* correct images,
please do not report the images to the
Image Problem Mailbox.**



PCT

WELTOORGANISATION FÜR GEISTIGES EIGENTUM

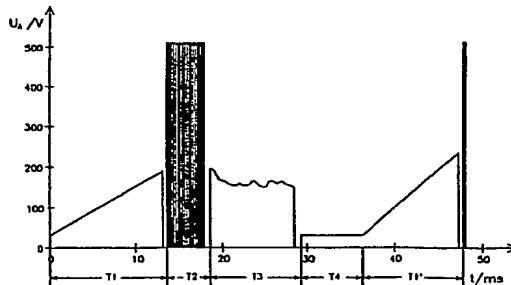
Internationales Büro

INTERNATIONALE ANMELDUNG VERÖFFENTLICHT NACH DEM VERTRAG ÜBER DIE
INTERNATIONALE ZUSAMMENARBEIT AUF DEM GEBIET DES PATENTWESENS (PCT)

(51) Internationale Patentklassifikation 5 : A61B 17/39		A1	(11) Internationale Veröffentlichungsnummer: WO 93/03679 (43) Internationales Veröffentlichungsdatum: 4. März 1993 (04.03.93)
(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/DE92/00674		(72) Erfinder: FLACHENECKER, Gerhard (verstorben).	
(22) Internationales Anmeldedatum: 12. August 1992 (12.08.92)		(74) Anwalt: MÜNICH, Wilhelm; Willibaldstr. 36, D-8000 München 21 (DE).	
(30) Prioritätsdaten: P 41 26 609.9 12. August 1991 (12.08.91) DE P 41 35 185.1 24. Oktober 1991 (24.10.91) DE		(81) Bestimmungsstaaten: JP, US, europäisches Patent (AT, BE, CH, DE, DK, ES, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, SE).	
(71) Anmelder (nur für US): FLACHENECKER, Hildegard [DE/DE]; Bozenerstr. 2, D-8012 Ottobrunn (DE).		Veröffentlicht <i>Mit internationalem Recherchenbericht.</i> <i>Vor Ablauf der für Änderungen der Ansprüche zugelassenen Frist. Veröffentlichung wird wiederholt falls Änderungen eintreffen.</i>	
(71) Anmelder (für alle Bestimmungsstaaten ausser US): KARL STORZ GMBH & CO. [DE/DE]; Mittelstr. 8, D-7200 Tuttlingen (DE).			
(72) Erfinder; und (75) Erfinder/Anmelder (nur für US): LINDENMEIER, Heinz [DE/DE]; Fürstenriederstr. 7b, D-8033 Planegg (DE). LOHR, Georg [DE/DE]; Am Brunneck 10, D-8012 Ottobrunn (DE). FASTENMEIER, Karl [DE/DE]; Pasettiweg 2, D-8000 München 83 (DE).			

(54) Title: SURGICAL HIGH-FREQUENCY GENERATOR FOR CONTROLLED CUTTING AND COAGULATION**(54) Bezeichnung:** HOCHFREQUENZCHIRURGIEGENERATOR ZUM GEREGELTEN SCHNEIDEN UND KOAGULIEREN**(57) Abstract**

The invention relates to a surgical high-frequency generator controlled cutting and coagulation with regulating devices for setting the momentary output electrical variables, e.g. current, voltage and power, and with a device for the direct and/or indirect determination of the condition of the tissue in the vicinity of the cutting electrode. According to the invention, there are a timer and electronic set value adjusters and, at successive time intervals, one of at least two different modes of operation with different operative purposes is selected and there is an electronic store with evaluation electronics to which the output variable of the measuring device is taken and of which the output signal together with the initial value of the measuring device are taken to the electronic set value adjuster, with the aid of which the time cycle of the output electrical variables of the high-frequency generator are suitably set for the selected mode of operation.

**(57) Zusammenfassung**

Die Erfindung bezieht sich auf einen Hochfrequenzchirurgiegenerator zum geregelten Schneiden und Koagulieren mit Regleinrichtungen zur Einstellung der momentanen elektrischen Ausgangsgrößen wie z.B. Strom, Spannung und Leistung und mit einer Einrichtung zur unmittelbaren und/oder mittelbaren Feststellung des Zustands des Gewebes in der Nähe der Schneideelektrode. Die Erfindung zeichnet sich dadurch aus, daß ein Zeitintervallgeber und elektronische Sollwertgeber vorhanden sind und in aufeinanderfolgenden Zeitintervallen eine Betriebsart aus mindestens zwei verschiedenen Betriebsarten mit unterschiedlicher operativer Zielsetzung ausgewählt wird und ein elektronischer Speicher mit Auswerteelektronik vorhanden ist, dem die Ausgangsgröße der Meßeinrichtung zugeführt ist und dessen Ausgangssignal zusammen mit der Ausgangsgröße der Meßeinrichtung den elektronischen Sollwertgeber zugeführt ist, mit deren Hilfe der zeitliche Verlauf der elektrischen Ausgangsgrößen des Hochfrequenzgenerators für die gewählte Betriebsart geeignet eingestellt sind.

LEDIGLICH ZUR INFORMATION

Code, die zur Identifizierung von PCT-Vertragsstaaten auf den Kopfbögen der Schriften, die internationale Anmeldungen gemäss dem PCT veröffentlichten.

AT	Österreich	FI	Finnland	MR	Mauritanien
AU	Australien	FR	Frankreich	MW	Malawi
BB	Barbados	GA	Gabon	NL	Niederlande
BE	Belgien	GB	Vereinigtes Königreich	NO	Norwegen
BF	Burkina Faso	GN	Guinea	NZ	Neuseeland
BG	Bulgarien	CR	Griechenland	PL	Polen
BJ	Benin	HU	Ungarn	PT	Portugal
BR	Brasilien	IE	Irland	RO	Rumänien
CA	Kanada	IT	Italien	RU	Russische Föderation
CF	Zentrale Afrikanische Republik	JP	Japan	SD	Sudan
CG	Kongo	KP	Demokratische Volksrepublik Korea	SE	Schweden
CH	Schweiz	KR	Republik Korea	SK	Slowakischen Republik
CI	Côte d'Ivoire	LI	Liechtenstein	SN	Senegal
CM	Kamerun	LK	Sri Lanka	SU	Soviet Union
CS	Tschechoslowakei	LU	Luxemburg	TD	Tschad
CZ	Tschechischen Republik	MC	Monaco	TG	Togo
DE	Deutschland	MG	Madagaskar	UA	Ukraine
DK	Dänemark	ML	Mali	US	Vereinigte Staaten von Amerika
ES	Spanien	MN	Mongolei		

Hochfrequenzchirurgiegenerator zum geregelten
Schneiden und Koagulieren

B e s c h r e i b u n g

Technisches Gebiet

Die Erfindung bezieht sich auf einen Hochfrequenzgenerator für die Hochfrequenzchirurgie entsprechend dem Oberbegriff der nebengeordneten Ansprüche 1 und 36.

Stand der Technik

Hochfrequenzströme werden in der Chirurgie zum Abtragen von Gewebeteilen verwendet, wenn der Operationsort durch natürliche Körperöffnungen erreichbar ist, ein Skalpell aber nicht ohne Eröffnung des Körpers des Patienten angesetzt werden kann. Zum Beispiel können in der Urologie mit transurethral eingeführten Operationsinstrumenten und mit Hilfe von Hochfrequenzströmen Tumore aus der Blase abgetragen oder krankhafte Wucherungen der Prostata entfernt werden. In der Enterologie können auf ähnliche Weise z.B. Polypen von der Darmwand abgetrennt werden. Die Schneideelektrode des Operationsinstrumentes hat dabei nur solange eine Schneidwirkung, wie der den Hochfrequenzstrom liefernde Hochfrequenzgenerator aktiviert ist. Damit ist ein gefahrloses Einbringen und Entfernen des Operationsinstrumentes durch die natürlichen Körperöffnungen ge-

währleistet.

Weiterhin werden Hochfrequenzströme in der Chirurgie zum blutarmen Schneiden und zum Stillen von Blutungen verwendet. Es sind Hochfrequenzgeneratoren bekannt, die sowohl einen sogenannten "Schneidmodus" als auch einen "Koagulationsmodus" aufweisen. Diese Generatoren sind zum Gewebetrennen und zum gezielten Blutstillen, dem Koagulieren geeignet. Sie werden hauptsächlich bei endoskopischen Operationen wie z.B. in der Urologie, der Gynäkologie, der Polypektomie usw. angewandt. Daneben gibt es Hochfrequenzgeneratoren, die nur einen Koagulationsmodus besitzen. Diese sog. Koagulatoren werden in der offenen Chirurgie verwendet, um angeschnittene, stark blutende Gefäße zu verschließen oder großflächige, diffuse Blutungen zu stillen.

Ein Problem in der Hochfrequenzchirurgie ist die richtige Dosierung der momentan applizierten Hochfrequenzleistung. Die für gute Schneidwirkung mindestens notwendige Hochfrequenzleistung kann sehr stark schwanken. Sie hängt von der Gewebebeschaffenheit, der Leitfähigkeit und dem Wassergehalt des Gewebes, der Elektrodenform und Elektrodengröße, der Schnitt-Tiefe und Schnittgeschwindigkeit und weiteren elektrischen Parametern ab, die alle im Laufe einer Operation gewissen, oft sehr abrupt auftretenden Änderungen unterworfen sind. Die übliche, aus der Erfahrung des Operateurs gewonnene Einstellung des Hochfrequenzgenerators führt daher im Mittel zu einer deutlich überhöhten Hochfrequenzleistung, deren Gefahren der Operateur seinen Patienten und sich selbst bewußt aussetzen muß. Um diese Gefahren so klein wie möglich halten zu können bzw. nahezu vollständig ausschließen zu können, müßte die momentane Ausgangsleistung des Hoch-

-3-

frequenzgenerators automatisch so geregelt sein, daß sie in jedem Zeitmoment dem absolut notwendigen Mindestmaß entspricht.

Eine Erhöhung der zugeführten Leistung hat eine höhere Koagulation des Gewebes an der Schnittfläche zur Folge. Damit läßt sich eine Blutstillung erreichen. Diese ist bei Operationen in Geweben mit ohnehin geringer Blutungsneigung nicht unbedingt notwendig. Auch bei Operations-techniken, bei denen große Gewebevolumen abgetragen werden wie z.B. in der Urologie ist eine Schnittflächenkoagulation nicht unbedingt bereits während des Schneidens nötig. Denn hier wird mit den nachfolgenden Schnitten weiter in tieferliegende Gewebebeschichten geschnitten. Eine geringe, definierte Koagulation ist jedoch häufig erwünscht um überflüssige Blutungen zu vermeiden und das Operationsfeld übersichtlich zu halten. Bei anderen Operationsarten, wie bei der Polypektomie, bei denen die ganze Operation im Optimalfall aus einem einzigen Schnitt besteht, ist jedoch bereits während des Schnittes eine optimale Koagulation unabdingbar.

Beim Schneiden mit Hochfrequenzströmen wird ein kontinuierlicher Hochfrequenzstrom verwendet. Bei der Hochfrequenzkoagulation wird die Joule'sche Wärme des Hochfrequenzstromes zur Stillung von Blutungen verwendet. Dazu wird ein Hochfrequenzstrom von einer Koagulationssonde auf das Gewebestück übergeleitet, auf dessen Oberfläche sich die Blutung befindet. Die Blutung kann von einem angeschnittenen Gefäß - meistens einer Arterie - oder großflächig in Form einer diffusen Blutung von vielen kleinen aufgetrennten Mikrogefäßern ausgehen. Bei der Koagulation kann man zwischen zwei Verfahren unterscheiden. Die Niederspannungskoagulation verwendet meist einen konti-

niierlichen Hochfrequenzstrom, der so niedrig gewählt ist, daß ein Schneideeffekt der Sonde nicht auftreten kann. Zur Hochspannungskaugulation dagegen verwendet man ausschließlich gepulste Hochfrequenzströme. Hier ist die mittlere Leistungszufuhr so gering, daß ein Schneideeffekt der Sonde nicht auftreten kann. Andererseits sind die Spannungen so hoch, daß eine isolierende Schicht an der Sonde, die durch Verschmutzung entstehen kann, durch einen Funken durchschlagen wird. Die Koagulation mit Spannungspulsen kann somit auch durchgeführt werden, wenn nicht sicher gestellt werden kann, daß die Sonde beim Koagulieren metallisch blank ist.

Eine Vorrichtung zur Minimierung der Leistung beim Schneiden menschlichen Gewebes mit Hochfrequenzstrom ist in der Deutschen Patentschrift P 25 04 280 beschrieben.

Bei dieser Vorrichtung wird mit Hilfe einer Anzeigevorrichtung das Ausmaß des Lichtbogens zwischen der Schneideelektrode und dem zu schneidenden Gewebe festgestellt und das daraus abgeleitete elektrische Signal einer Regeleinrichtung zugeführt. Die Regeleinrichtung vergleicht dieses Signal mit dem Sollwertprogramm eines Sollwertgebers und leitet daraus eine Regelgröße ab, die die Ausgangstromstärke des Generators so einstellt, daß die Intensität des Lichtbogens dem Sollwertprogramm folgt. Es hat sich aber gezeigt, daß mit konstanter Lichtbogenintensität nicht gleichzeitig ein konstantes Ergebnis der Koagulation, d.h. der Blutstillung der Schnittflächen verbunden ist. Offenbar sind die Bedingungen für gleichmäßiges Schneiden und gutes Koagulieren so verschieden, daß nicht beide Vorgänge mit einer einzigen, gemeinsamen Maßnahme, wie einer konstanten Lichtbogenintensität, gleichzeitig optimal durchgeführt werden können. Aus diesem Grund ist in der Deutschen Patentschrift P 25 04

-5-

280 ein Sollwertgeber vorgesehen, der nach einem Sollwertprogramm die Lichtbogenintensität so regelt, daß sich Zeitintervalle, in denen eine zum Schneiden erforderliche Stromstärke und Zeitintervalle, in denen eine zum Koagulieren notwendige Stromstärke des Hochfrequenzgenerators eingestellt ist, abwechseln. Zur Aufstellung eines Sollwertprogramms ist aber eine genaue Kenntnis der während einer Operation zu erwartenden Parameter, wie Gewebeart, Flüssigkeitsgehalt, Durchsetzung des Gewebes mit Blutgefäßen, Schnittgeschwindigkeit, Schnitt-Tiefe usw. nötig. In der Praxis ist daher die Aufstellung eines solchen Sollwertprogramms oft nur unvollkommen, manchmal auch gar nicht möglich. Selbst bei geringen Abweichungen der wirklichen von den angenommenen Parametern kann das Sollwertprogramm so weit vom Optimum abweichen, daß dann weder der Schneideeffekt noch der Koagulationseffekt wirklich optimal sind.

Ein solches Sollwertprogramm ist auch unflexibel, wenn bei einem früher geführten Schnitt ein sehr großes Blutgefäß eröffnet wurde, das beim eingestellten Sollwertprogramm nicht vollständig verschlossen wurde. In diesem Fall muß in einem nachfolgenden Vorgang eine reine Koagulation ohne Schneidwirkung durchgeführt werden. Dies ist mit dem beschriebenen Sollwertprogramm nicht möglich, da sich hier Zeitintervalle mit Koagulationswirkung und Zeitintervalle mit Schneidwirkung gegenseitig abwechseln. Nach dem Stand der Technik ist in diesem Fall nur Koagulation mit gepulstem, ungeregeltem Koagulationsstrom möglich. Auch dabei können die Fälle mit zu hoher oder zu niedriger Generatoreinstellung auftreten. Bei zu hoher Leistungseinstellung des Hochfrequenzgenerators tritt wieder ein Lichtbogen mit allen beschriebenen Nachteilen auf, und gleichzeitig kann sich natürlich auch wieder die in diesem

Moment unerwünschte Schneidwirkung einstellen. Bei zu geringer Leistungseinstellung des Hochfrequenzgenerators reicht die Koagulationswirkung nicht aus und die Blutung kann nicht oder nur ungenügend zum Stillstand gebracht werden.

Zur Lösung dieses Problems ist in der Deutschen Patentschrift DE 35 15 622 ein Generator beschrieben, der mit Hilfe von Meßeinrichtungen, einer Regeleinrichtung und eines zusätzlichen Zeitgebers die Ausgangsspannung des Generators so verändert, daß sich drei Zeitabschnitte mit genau beschreibbaren Zuständen der Ausgangsspannung in laufender Folge wiederholen.

Wie Messungen im Labor gezeigt haben, ist mit diesem Generator in vielen Fällen ein ausreichendes Operationsergebnis erreichbar. Dies ist besonders dann der Fall, wenn konstante Gewebeverhältnisse vorherrschen und die Schneidelektrode mit einer konstanten Geschwindigkeit durch das Gewebe bewegt wird. Ein praktischer Einsatz eines solchen Verfahrens ist denkbar in der Urologie. Hier ist die Schneidschlinge mechanisch starr an den Betätigungshebel gekoppelt, so daß sich diese mit einer definierten, konstanten Geschwindigkeit bewegen läßt. Auch ist hier das Operationsfeld so übersichtlich und alle möglichen Operationsstellen sind gut erreichbar, so daß im Falle einer mißlungenen Koagulation die blutende Stelle nachkoaguliert werden kann.

Bei anderen Operationstechniken wie die Polypektomie, bei der der Operationsort nur sehr schwer zugänglich und das Operationsfeld unübersichtlich ist, kann eine Nachkoagulation kaum mehr durchgeführt werden. Zur Abtragung von Polypen werden vorzugsweise Drahtschlingen verwendet, die

über ein langes Endoskop an den Operationsort geführt werden. Wegen des mechanischen Aufbaus dieser Instrumente ist eine Bewegung der Schneidschlinge mit definierter Geschwindigkeit nicht möglich. Auch die Zugkraft lässt sich aufgrund der Reibung im Instrument nur sehr grob dosieren. Untersuchungen im Labor haben mit dem oben genannten Generator und typischen Polypektomieschlingen ein sehr schlecht reproduzierbares Koagulationsverhalten gezeigt. So ist bei manchen Schnitten eine durchaus gute Koagulation erreichbar, während bei anderen Schnitten das Gewebe in kürzester Zeit ohne Koagulation glatt durchtrennt wird. Dieser Mangel tritt vor allen dann auf, wenn der Schnitt durch Bereiche mit unterschiedlichem Gewebearten führt oder wenn die Schneideelektrode eine Kruste aus Blutkoagel und verklebten Gewebeteile angesetzt hat.

Bei Koagulationen kommt es häufig vor, daß die Sonde mit der Geweboberfläche verklebt. Hier haften Gewebereste und koagulierte Eiweiße fest an der Sondenoberfläche und verbinden diese mit dem koagulierten Gewebe. Versucht nun der Operateur mit größerem Kraftaufwand von der Koagulationsstelle abzureißen, so löst sich häufig ein Teil der koagulierten Geweboberfläche mit ab. Als Folge kann die soeben koagulierte Blutung wieder beginnen. Dadurch wird eine weitere Koagulation notwendig. Außerdem erschwert eine mit Geweberesten verunreinigte Sonde weitere Koagulationen und muß vor der nächsten Koagulation gereinigt werden. Bei endoskopischen Operationstechniken wie in der Urologie ist dies mit einem hohen Aufwand verbunden, da zuvor das Operationsinstrument aus dem Körper entfernt werden muß.

Um ein Verkleben der Sonde mit dem Gewebe zu verhindern, werden Koagulatoren, die ein flüssiges oder gasförmiges

Medium zur Energieübertragung verwenden eingesetzt. Diese bauen zwischen der Elektrode und dem Gewebe eine leitfähige Zwischenschicht auf. Es sind auch Geräte, die einen ionisierten Gasstrahl zur Koagulation verwenden, bekannt. Diese sind zum Beispiel beschrieben in: H.D. Reidenbach, Hochfrequenz- und Laser-technik in der Medizin, Springer Verlag, 1983. Hierbei ist allerdings der gerätetechnische Aufwand zur Flüssigkeits- bzw. Gaseinspeisung an die Elektrodenspitze beträchtlich. Wie Untersuchungen im Labor gezeigt haben, ist mit diesen Vorrichtungen nur eine oberflächliche Koagulation möglich. Tiefenkoagulationen und moderne bipolare Koagulations-techniken sind mit diesen Vorrichtungen nicht durch-führbar. Dazu sind Sonden notwendig, die unmittelbar auf der Gewebeoberfläche aufliegen. Eine Verwendung der gleichen Sonde zum Schneiden und Koagulieren ist nicht möglich.

Darstellung der Erfindung

Der Erfindung liegt daher die Aufgabe zugrunde, einen Hochfrequenzgenerator für die Hochfrequenzchirurgie zu schaffen, der unter Anpassung an die Gegebenheiten des Operationsgebietes eine zügige Gewebetrennung mit der minimal notwendigen Leistung bei gleichzeitiger de-finierter Blutstillung gewährleistet und der eine Hochfrequenzkoagulation derart ermöglicht, daß nach der Koagulation die Sonde vom Gewebe entfernt werden kann, ohne daß dabei die Gefahr besteht, die koagulierte Schicht abzureißen.

Diese Aufgabe wird erfindungsgemäß mit den in den neben-geordneten Patentansprüchen 1 und 36 offenbarten Maßnahmen gelöst. Weiterbildungen der Erfindung sind in den Unteran-sprüchen gekennzeichnet.

-9-

Mit Hilfe einer Einrichtung zur Feststellung des Zustandes des Gewebes in der Nähe der Schneideelektrode wird ein Hochfrequenzgenerator mit Regeleinrichtungen zur Vorgabe der momentanen elektrischen Ausgangsgrößen von einem Sollwertgeber eingestellt. Dazu wird mit Hilfe eines Zeitgebers in aufeinanderfolgenden Zeitintervallen aus mindestens zwei verschiedenen Betriebsarten mit unterschiedlicher operativer Zielsetzung die geeignete Betriebsart selektiert. Der zeitliche Verlauf der elektrischen Ausgangsgrößen des Generators wird mit Hilfe eines elektronischen Speichers mit Auswertelektronik, dem die Ausgangsgröße der Meßeinrichtung zugeführt ist, gesteuert. Dazu werten die elektronischen Sollwertgeber die Ausgangsgröße der Meßeinrichtung und das Ausgangssignal des Speichers aus. Diese Anordnung kann unter Berücksichtigung der aktuellen Verhältnisse am Operationsort und des bisherigen zeitlichen Verlaufes der Operation die momentan erforderliche Betriebsart mit den optimalen Betriebsparametern einstellen. Zur technischen Realisierung der Anordnung ist es günstig eine gemischte Analog/Digitaltechnik zu verwenden oder einen Teil der Steuerfunktionen mit Hilfe eines Mikroprozessors oder eines Steuerrechners durchzuführen.

Eine besonders vorteilhafte Ausführung ist, daß ein Entscheider zum Ende eines Zeitintervallus automatisch entscheidet, welche Betriebsart in dem folgenden Intervall gewählt werden soll. Die Entscheidung wird aufgrund der Ausgangsgröße des elektronischen Speichers mit Auswertelektronik und der Ausgangsgröße der Meßeinrichtung gefällt.

Eine weitere vorteilhafte Ausführung ist, daß ein Ab-

schaltglied vorhanden ist, das die Zeitdauer des folgenden Zeitintervalles anhand der Ausgangsgröße der Meßeinrichtung festlegt. Damit kann nach dem Erreichen des im Zeitintervall gewünschten Operationsziels dieses Zeitintervall beendet werden.

Um während des Schnittes den Zustand des Gewebes in unmittelbarer Nähe der Schneideelektrode festzustellen, ist es zweckmäßig eine Meßeinrichtung in unmittelbarer Nähe der Schneideelektrode anzubringen.

Alternativ können auch durch eine Auswertung der elektrischen Signale am Generatorausgang die entsprechenden Informationen gewonnen werden. Ebenso ist es möglich mit Hilfe eines Prüfsignalgenerators ein Prüfsignal zu erzeugen, das der Schneideelektrode zugeführt wird. Mit einer Prüfsignalmeßeinrichtung läßt sich der Zustand des Gewebes in der Nähe der Schneideelektrode ermitteln. Dieses Prüfsignal besitzt im allgemeinen eine so geringe Leistung, daß durch das Prüfsignal selbst keinerlei thermische Effekte im Gewebe auftreten. Damit darf es auch eingeschaltet sein, wenn der Leistungs- generator abgeschaltet ist.

Eine vorteilhafte Ausführungsform besteht darin, daß mindestens eine Betriebsart mit der operativen Zielsetzung "Schneiden" und mindestens eine Betriebsart mit der operativen Zielsetzung "Koagulieren" selektiert werden können. Bei einem typischen Schnitt in Muskelgewebe würde sich eine zeitliche Abfolge von schneidenden und koagulierenden Betriebsarten einstellen. Wird nun z.B. ein Blutgefäß durchtrennt, so kann der Betriebsartenselektor bei Bedarf hintereinander mehrere Zeitintervalle mit koagulierenden Betriebsarten eingestellen.

Zur Koagulation selbst gibt es mehrere Verfahren. Eines, das Koagulationen in größere Gewebetiefen erlaubt, arbeitet mit Generatorenspannungen, die so niedrig eingestellt sind, daß ein Schneiden noch nicht möglich ist. Eine solche Betriebsart wird im Folgenden als "Niederspannungskoagulation" bezeichnet. Die Koagulation der Gewebeoberfläche auch in Gewebe- oder Knochenspalten ist mit kurzen Hochspannungspulsen möglich. Diese Pulse werden so kurz gewählt, daß auch hier ein Schneiden nicht möglich ist.

Oftmals ist es notwendig, das Gewebe abkühlen zu lassen, deshalb ist es vorteilhaft, wenn Zeitintervalle mit vernachlässigig geringer Generatorleistung selektiert werden können. In solchen Zeiten wird auch das durch den Lichtbogen entstehende Plasma abgebaut. Eventuell vorhandene isolierende Dampfschichten werden ebenfalls abgebaut.

In einer besonders vorteilhaften Ausführung des Generators besitzt die Meßeinrichtung eine Einrichtung zur Feststellung der an der Schneideelektrode vorliegenden Gewebeimpedanz. Aus dem Wert der Gewebeimpedanz kann die Entscheidung abgeleitet werden, ob im nächsten Zeitintervall koaguliert oder geschnitten werden soll. Niederohmige Impedanzen zeigen, daß keine Dampfschicht zwischen Schneideelektrode und Gewebe besteht oder daß sogar Blut ausgetreten ist und eine leitfähige Verbindung von Schneideelektrode zu Gewebe schafft. In diesem Falle muß im nächsten Zeitintervall koaguliert werden. Ist die Impedanz hochohmig, so besteht eine Dampfschicht, das Gewebe ist koaguliert und im nächsten Zeitintervall kann geschnitten werden.

Zur Realisierung einer Hochfrequenzkoagulation, bei der gemäß der Aufgabe der Erfindung nach der Koagulation die Sonde gefahrlos vom Gewebe entfernt werden kann ohne dabei die koagulierte Schicht zu beschädigen, wird der Hochfrequenzgenerator erfindungsgemäß zeitlich nacheinander in unterschiedlichen Betriebsarten gefahren. Eine erste Betriebsart (a) besitzt koagulierende Wirkung, während eine zweite Betriebsart (b) schneidende Wirkung besitzt. Mit der Steuereinheit werden die Betriebsarten des Generators eingestellt; nach der Aktivierung des Generators zunächst die erste Betriebsart (a) mit koagulierender Wirkung und anschließend die zweite Betriebsart (b) mit schneidender Wirkung.

Zur Koagulation in der ersten Betriebsart (a) mit koagulierender Wirkung können je nach Anwendungsfall unterschiedliche Verfahren angewandt werden. Eine Koagulation

in größere Gewebetiefen kann durch die Applikation von niedrigen Spannungen erreicht werden, da dadurch das Gewebe langsam bis in tiefere Zonen erwärmt werden kann. Zur Verschorfung der Geweboberfläche ist die Koagulation mit kurzen Spannungspulsen hoher Amplitude zweckmäßig. Durch die hohe Spannung bildet sich ein Lichtbogen zum Gewebe aus und erreicht auch Stellen, die keinen ohmschen Kontakt zur Koagulationselektrode besitzen. Durch die hohe zugeführte Energie wird die Geweboberfläche schnell koaguliert und damit hochohmig. Dadurch wird ein weiterer Stromfluß, weitere Energiezufuhr und eine Erwärmung tiefeliegender Gewebeschichten verhindert. Um einen Schneideeffekt durch den Lichtbogen zu verhindern, wird die Generatorenspannung üblicherweise gepulst, so daß die mittlere Leistung so gering ist, daß ein Schneiden nicht

möglich ist.

Zur Koagulation können monopolare oder bipolare Elektrodenanordnungen eingesetzt werden. Bei bestimmten Operationstechniken wie in der Urologie, wird mit dem gleichen Instrument geschnitten und koaguliert, daher ist eine monopolare Koagulation zweckmäßig. Bei offenen Operationen kann jedoch eine separate Koagulationselektrode verwendet werden. Hier ist in vielen Fällen eine bipolare Koagulation günstiger, da diese einen definierten Stromfluß und damit eine definierte Wärmeentwicklung und Koagulation zwischen den Elektroden zur Folge hat.

In der zweiten Betriebsart (b) mit schneidender Wirkung stehen entsprechend den Anforderungen unterschiedliche Verfahren zur Verfügung. Wichtig ist hierbei, daß sich der zum Schneiden notwendige Lichtbogen mit Sicherheit trotz der koagulierten Gewebeoberfläche ausbildet. Dies kann durch Anlegen einer ausreichend hohen Spannung gewährleistet werden. Ist diese Spannung allerdings zu hoch, so wird überflüssige Energie in dem Patienten eingespeist. Dies kann mit einer Vorrichtung, wie sie im Deutschen Patent 2504280 beschrieben ist, vermieden werden. Bei dieser Vorrichtung wird mit Hilfe einer Anzeigevorrichtung das Ausmaß des Lichtbogens zwischen der Schneideelektrode und dem zu schneidenden Gewebe festgestellt und das daraus abgeleitete elektrische Signal einer Regeleinrichtung zugeführt. Die Regeleinrichtung vergleicht dieses Signal mit dem Sollwertprogramm eines Sollwertgebers und leitet daraus eine Regelgröße ab, die die Ausgangstromstärke des Generators so einstellt, daß die Intensität des Lichtbogens dem Sollwertprogramm folgt. So wird nur die zur Aufrechterhaltung des zum Schneiden notwendigen Licht-

bogens benötigte Energie abgegeben.

Eine Steuereinheit schaltet den Generator nach seiner Aktivierung zunächst in eine erste Betriebsart (a) mit koagulierender Wirkung. Nach dem Ende der Koagulation, das vom Operateur bestimmt oder vom Generator automatisch festgelegt wird, schaltet die Steuereinheit den Generator kurzzeitig in die zweite Betriebsart (b) mit schneidender Wirkung. Damit werden Zellreste, die die Gewebeoberfläche mit der Elektrode verkleben, verdampft. Beim Schneiden bildet sich an der Elektrode ein Lichtbogen aus, der jeweils zu den der Elektrode am nächsten liegenden Zellen überspringt. Diese verdampfen und es bildet sich zwischen Elektrode und Gewebeoberfläche eine Dampfschicht. Damit ist die Elektrode vom Gewebe getrennt und läßt sich leicht entfernen.

Eine besonders vorteilhafte Ausführungsform besteht darin, daß ein Zeitgeber vorhanden ist, der eine voreingestellte Zeit für das Zeitintervall Schneiden vorgibt. Diese Zeit ist so bemessen, daß sie zur Ausbildung eines Lichtbogens zwischen der Elektrode und dem Gewebe ausreicht. Sie ist jedoch so kurz, daß die Elektrode nicht nennenswert in das Gewebe eindringen kann. Für die Anwendungen, bei denen immer gleichartiges Gewebe koaguliert wird, kann die notwendige Zeit experimentell ermittelt und fest eingestellt werden.

Für Anwendungen, bei denen unterschiedliche Gewebearten koaguliert werden reicht unter Umständen eine fest vorgegebene Zeit nicht aus, um in allen Fällen eine Ablösung der Schlinge vom Gewebe zu erreichen. Deshalb wird in einer weiteren Ausführungsform die Vorrichtung zum Koagulieren so erweitert, daß eine Meßeinrichtung mit

Auswerteeinrichtung vorhanden ist. Diese mißt während der ersten Betriebsart (a) mit koagulierender Wirkung die elektrischen Parameter am Generatortausgang und bestimmt daraus die optimale Zeitdauer für das nachfolgende Intervall mit der zweiten Betriebsart (b) mit schneidender Wirkung. Weiterhin ist ein Zeitgeber vorhanden, der die zweite Betriebsart (b) nach einer von der Meßeinrichtung mit Auswerteeinrichtung vorgegebenen Zeit beendet. Mit dem Ausgangssignal dieser Meßeinrichtung mit Auswerteeinrichtung wird der Zeitgeber entsprechend eingestellt. Zur Messung der elektrischen Parameter am Operationsort können die Ausgangsgrößen des Generators selbst oder das Signal eines Hilfsgenerators zur Messung herangezogen werden. Beispielsweise kann während der ersten Betriebsart (a) die Gewebeimpedanz ermittelt werden und für die zweite Betriebsart (b) eine Zeitdauer vorgegeben werden, die proportional zu dieser Impedanz ist. Dadurch wird für stärker verschorfte und damit hochohmigere Gewebeoberflächen eine längere Schnittdauer und damit auch ein besseres Ablösen der Sonde ermöglicht.

Eine andere vorteilhafte Ausführung besteht darin, daß eine Auswerteschaltung vorhanden ist, die den Schnittbeginn mittelbar oder unmittelbar feststellt. In der zweiten Betriebsart (b) mit schneidender Wirkung gibt diese ein Signal an die Steuereinheit ab, so daß das Zeitintervall mit der zweiten Betriebsart (b) eine voreinstellbare Zeit nach der Feststellung des Schneidens beendet wird. Um die Sonde partiell vom Gewebe zu lösen genügt eine schneidende Wirkung für kurze Zeit. Dieses Schneiden sollte allerdings noch eine geringfügige Zeit weitergeführt werden, so daß die Sonde auf ihrer ganzen Länge sicher vom Gewebe getrennt wird. Diese Zeit muß aber so kurz gewählt werden, daß die Sonde nicht wesentlich in das

Gewebe eindringen kann.

Eine weitere vorteilhafte Ausführung besteht darin, daß die Auswerteschaltung einen mechanischen Sensor enthält, der ein Eindringen der Sonde in das Gewebe feststellt. So kann durch einen Wegaufnehmer der Abstand der Sonde von dem umliegenden Gewebe ermittelt werden. Hierfür eignen sich besonders optische Sensoren, die eine berührungsreie Wegmessung ermöglichen.

Unmittelbar nach dem Beginn des Schneidens ändert sich die Impedanz zwischen der Sonde und dem Gewebe. Wie Messungen im Labor gezeigt haben, ist im allgemeinen beim Schnittbeginn ein deutlicher Anstieg dieser Impedanz meßbar. Dieser tritt besonders beim Schneiden nach einer Niederspannungs-koagulation auf. Ist dagegen nach einer Hochspannungs-koagulation das Gewebe sehr hochohmig, dann kann sich beim Beginn des Schneidens die Impedanz verringern. Hier überbrückt der auftretende Lichtbogen nun die hochohmige Gewebebeschicht. Daher besteht eine vorteilhafte Ausführungsform darin, daß die Auswerteschaltung eine Einrichtung zur Messung und Auswertung der Impedanz enthält. Darin wird das Meßsignal mit einem Sollwert verglichen um die Impedanzänderung zu erkennen. Anstelle des Meßsignales kann auch eine Kombination des Meßsignales mit einer oder mehreren seiner Ableitungen zur Auswertung herangezogen werden.

Kennzeichnend für das Schneiden ist der dabei auftretende Lichtbogen. Daher kann der Schnittbeginn aufgrund einer Auswertung der spektralen Verteilung des Generatorausgangssignals erkannt werden. Eine solche Vorrichtung ist bereits in der noch nicht veröffentlichten deutschen Patentanmeldung P 4126607 beschrieben. Daher besteht eine

-17-

vort ilhafte Ausführungsform darin, daß die Auswerteschaltung eine Einrichtung zur Auswertung der spektralen Anteile am Generatorausgang besitzt. Zur Auswertung kann das Generatorsignal selbst oder auch das Signal eines Hilfsgenerators oder eine Kombination aus beiden Signalen herangezogen werden. Die Auswertung selbst erfolgt durch einen Vergleich der Amplituden der spektralen Anteile die vom Generator bzw. dem Lichtbogen erzeugt werden.

Kurze Beschreibung der Zeichnungen

Die Erfindung wird nachstehend ohne Beschränkung des allgemeinen Erfindungsgedankens anhand von Ausführungsbeispielen unter Bezugnahme auf die Zeichnung exemplarisch beschrieben, auf die im übrigen bezüglich der Offenbarung aller im Text nicht näher erläuterten erfindungsgemäßen Einzelheiten ausdrücklich verwiesen wird. Es zeigen:

Fig. 1 : Prinzipschaltbild eines erfindungsgemäßen Hochfrequenzchirurgiegenerators zum koagulierenden Schneiden,

Fig. 2 : Beispielhafte Darstellung der Generatorausgangsspannung im Verlauf von drei Zeitintervallen,

Fig. 3 : Beispielhafte Darstellung der Generatorausgangsspannung für einen koagulierenden Schnitt mit 4 unterschiedlichen operativen Zielsetzungen,

Fig. 4 : Prinzipschaltbild des Hochfrequenzchirurgiegenerators zur Ausführung der Hochfrequenzkoagulation.

Beschreibung eines Ausführungsbeispiels

In Fig. 1 ist das Prinzipschaltbild des Hochfrequenzchi-

rurgiegenerators nach der Erfindung dargestellt. Der Hochfrequenzgenerator (1) für die Hochfrequenzchirurgie besitzt Regeleinrichtungen zur Einstellung der momentanen elektrischen Ausgangsgrößen wie z.B. Strom, Spannung und Leistung und eine Einrichtung (7) zur unmittelbaren und / oder mittelbaren Feststellung des Zustands des Gewebes in der Nähe der Schneideelektrode (8.1).

Diese Einrichtung kann einen Meßgeber (4) in unmittelbarer Nähe der Schneideelektrode enthalten. Außerdem kann sie eine Auswerteeinrichtung zur Auswertung der elektrischen Ausgangsgrößen des Generators enthalten. Wahlweise kann die Einrichtung zur unmittelbaren und / oder mittelbaren Feststellung des Zustands des Gewebes in der Nähe der Schneideelektrode einen Prüfsignalgenerator (21) enthalten, dessen Prüfsignal der Schneideelektrode zugeführt und mit Hilfe der Prüfsignalmeßeinrichtung gemessen wird. Weiterhin enthält die Vorrichtung einen elektronischen Speicher mit Auswerteelektronik (23), dem die Ausgangsgröße (5) der Meßeinrichtung (7) zur unmittelbaren und / oder mittelbaren Feststellung des Zustands des Gewebes in der Nähe der Schneideelektrode zugeführt ist. Die Ausgangsgröße (24) des elektronischen Speichers mit Auswerteelektronik und die Ausgangsgröße (5) der Meßeinrichtung (7) werden dem Abschaltglied (2), dem Entscheider (6), dem Sollwertgeber (9) und dem Zeitintervallgeber (10) zugeführt.

Das Abschaltglied (2) begrenzt die Dauer des folgenden Zeitintervalles (13) anhand der Ausgangsgröße der Meßeinrichtung (7). Der Entscheider (6) wählt am Ende (15) des vorangegangenen Zeitintervalles (12) die Betriebsart für das folgende Zeitintervall (13) automatisch. Der elektronische Sollwertgeber (9) bestimmt den zeitlichen Verlauf

-19-

der elektrischen Ausgangsgrößen des Hochfrequenzgenerators für die gewählte Betriebsart.

Ein Zeitintervallgeber (10) legt die Dauer eines jeden Zeitintervallses aufgrund der Ausgangsgrößen des elektronischen Speichers mit Auswerteelektronik fest.

In Fig. 2 ist beispielhaft die Generatortaussgangsspannung während dreier Zeitintervalle (11) dargestellt. Das folgende Zeitintervall (13) mit seiner Dauer T_N , auf die sich jeweils die Erklärungen beziehen, wird begrenzt durch das vorhergehende Zeitintervall (12) mit seiner Dauer T_{N-1} und das übernächste Zeitintervall (14) mit der Dauer T_{N+1} .

Der Zeitpunkt (15) befindet sich an der Grenze zwischen dem vorhergehenden und dem momentanen Zeitintervall.

In Fig. 3 ist beispielhaft die Generatortaussgangsspannung für eine typische Anwendung zur Polypektomie dargestellt, wo eine ausreichende Koagulation in jedem Falle sichergestellt werden muß. Im Zeitintervall T1 folgt die Generatortaussgangsspannung einer ansteigenden Flanke. Die Generatortaussgangsspannung ist verglichen mit den nachfolgenden Intervallen relativ niedrig. In dieser Zeit erfolgt ein Verkochen des Gewebes und damit eine Koagulation.

Die Stromverteilung im Gewebe in unmittelbarer Nähe der Schneidelektrode entspricht näherungsweise einem Zylinderfeld, mit dem sich die größte Tiefenwirkung erreichen läßt.

Das Zeitintervall T1 wird automatisch beendet, wenn die Einrichtung zur Feststellung des Zustandes des Gewebes das Auftreten eines Lichtbogens zwischen Schneidelektrode und Gewebe detektiert. Es folgt nun das Zeitintervall T2 in dem kurze Spannungsimpulse hoher Amplitude an das Gewebe abgegeben werden. Bei diesen Spannungsimpulsen

tritt immer ein Lichtbogen auf. Die Pulse sind allerdings so kurz gewählt, daß der durch sie verursachte Schneidefehler vernachlässigbar ist. Damit erzielt man im Zeitintervall T2 eine Versiegelung der Oberfläche. Das Strömungsfeld des elektrischen Stromes im Gewebe ist vom Übertrittsort des Funkens ausgehend kugelsymmetrisch. Die Tiefenwirkung der Koagulation ist relativ gering. Nach einer voreingestellten Zeit ist dieses Koagulationsintervall beendet. Als nächstes folgt mit T3, ein Intervall in dem geschnitten wird. Bei dem dargestellten Beispiel erfolgt der Schnitt mit einer Regelung des Ausmaßes des beim Schneiden auftretenden Lichtbogens. Die Dauer des Intervall T3 ist davon abhängig, wie lange das Intervall T1 gedauert hat. Messungen zeigten, daß bei langer Dauer des Intervall T1 auch das Intervall T3 lange dauern darf, ohne daß weiter geschnitten wird, als koaguliert wurde. Anschließend folgt das Intervall T4, in dem der Generator nur geringe Ausgangsspannung abgibt. Diese geringe Spannung dient dazu, die Gewebeimpedanz zu messen. Solange die Gewebeimpedanz hochohmig ist besteht noch eine isolierende Dampfschicht zwischen Schneideelektrode und Gewebe. Das Gewebe muß nun solange abkühlen, bis diese Dampfschicht kondensiert ist und ein direkter ohmscher Kontakt zwischen Schneideelektrode und Gewebe besteht. Die Zeitdauer wird über die in der Meßeinrichtung (7) enthaltenen Einrichtung zur Feststellung der an der Schneideelektrode vorliegenden Gewebeimpedanz bestimmt. Anschließend folgt mit dem Intervall T1' wie der eine Phase zur Tiefenkoagulation mit einer rampenförmig ansteigenden Spannung. Messungen zeigten, daß man günstigste Schneid- und Koagulationseigenschaften erzielen kann, wenn während des Gewebeabtrennens alle Intervalle zur Tiefenkoagulation etwa gleich lange sind. Deshalb wird die Steilheit der Flanke entsprechend der Zeit gesteuert, die das letzte Intervall

-21-

zur Tiefenkoagulation benötigte. War die Zeitdauer T1 länger als gewünscht, ist die Steigung der Rampe, wie gezeichnet steiler gewählt als im Intervall T1.

Bei zu kurzer Zeitdauer würde die Rampe der nächsten Intervalle zur Tiefenkoagulation entsprechend flacher eingestellt werden. Schnitte mit einem Ausgangssignal zeigten definierte Blutstillung. Unabhängig von der auf die Schneideelektrode ausgeübte Kraft ergab sich ein gleichmäßiger Schnitt.

Fig. 4 zeigt das Prinzipschaltbild des Hochfrequenzchirurgiegenerators zur Ausführung der gefahrlosen Hochfrequenzkoagulation. Der Hochfrequenzgenerator (1) für die Hochfrequenzchirurgie mit einstellbarer Ausgangsleistung liefert einen hochfrequenten Strom über die Sonde (8.1) an das Gewebe. Der Strom fließt über eine weitere Elektrode (8.2) an den Generator zurück.

Die Elektrodenanordnung kann monopolar oder auch bipolar sein. Die monopolare Anordnung besteht aus einer kleinflächigen Sonde (8.1), die am Operationsort eingesetzt wird und einer großflächigen Elektrode (8.2), die an anderer Stelle am Körper des Patienten angebracht ist. Bei der bipolaren Anordnung besitzen die Sonde (8.1) und die Elektrode (8.2) gleich große Flächen und es werden beide am Operationsort mit gleicher Fläche appliziert. Mit Hilfe einer Steuereinheit (30) werden mindestens eine erste Betriebsart (a) mit koagulierender Wirkung und eine zweite Betriebsart (b) mit schneidender Wirkung realisiert. Ein Zeitgeber (10) in der Steuereinheit kann die Zeitdauer für die zweite Betriebsart (b) begrenzen. Die Meßeinrichtung (31) mit Auswerteeinrichtung führt während des Zeitintervall mit der ersten Betriebsart (a) Messungen der elektrischen Parameter am Generatorausgang durch. Mit Hilfe

der Meßergebnisse wird der Zeitgeber (10) für die zweite Betriebsart (b) voreingestellt. Eine Auswerteschaltung (32) dient zur mittelbaren und/oder unmittelbaren Feststellung des Schneidens. Sie gibt in der zweiten Betriebsart (b) ein Signal an die Steuereinheit (30) ab, wenn die Sonde (8.1) zu schneiden beginnt.

P a t e n t a n s p r ü c h e

1. Hochfrequenzchirurgiegenerator (1) zum geregelten Schneiden und Koagulieren mit Regeleinrichtungen zur Einstellung der momentanen elektrischen Ausgangsgrößen wie z.B. Strom, Spannung und Leistung und mit einer Einrichtung (7) zur unmittelbaren und / oder mittelbaren Feststellung des Zustands des Gewebes in der Nähe der Schneideelektrode (8.1)
dadurch gekennzeichnet, daß
ein Zeitintervallgeber (10) und elektronische Sollwertgeber (9) vorhanden sind und in aufeinanderfolgenden Zeitintervallen (11) eine Betriebsart aus mindestens zwei verschiedenen Betriebsarten mit unterschiedlicher operativer Zielsetzung ausgewählt wird und ein elektronischer Speicher mit Auswerteelektronik (23) vorhanden ist,
dem die Ausgangsgröße (5) der Meßeinrichtung (7) zugeführt ist und dessen Ausgangssignal (24) zusammen mit der Ausgangsgröße (5) der Meßeinrichtung (7) den elektronischen Sollwertgebern (9) zugeführt ist, mit deren Hilfe der zeitliche Verlauf der elektrischen Ausgangsgrößen des Hochfrequenzgenerators für die gewählte Betriebsart geeignet eingestellt sind.
2. Hochfrequenzgenerator nach Anspruch 1,
dadurch gekennzeichnet, daß
ein Entscheider (6) vorhanden ist, dem die Ausgangsgröße (5) der Meßeinrichtung (7) zusammen mit der Ausgangsgröße (24) des elektronischen Speichers mit Auswerteeinrichtung (23) zugeführt ist und mit dessen Hilfe jeweils am Ende (15) des vorangegangenen Zeitintervalls (12) eine Entscheidung bezüglich der Wahl der Betriebsart für das folgende Zeitintervall (13) automatisch getroffen wird.

3. Hochfrequenzgenerator nach Anspruch 1 oder 2,
dadurch gekennzeichnet, daß
ein Abschaltglied (2) vorhanden ist, mit dessen Hilfe die
Zeitdauer des folgenden Zeitintervalls (13) anhand der
Ausgangsgröße der Einrichtung (7) zur unmittelbaren
und / oder mittelbaren Feststellung des Zustands des
Gewebes für die eingestellte Betriebsart eingestellt ist.

4. Hochfrequenzgenerator nach einem der Ansprüche 1 bis 3,
dadurch gekennzeichnet, daß
die Einrichtung (7) zur unmittelbaren und / oder
mittelbaren Feststellung des Zustands des Gewebes in der
Nähe der Schneideelektrode einen Meßgeber (4) in un-
mittelbarer Nähe der Schneideelektrode (8.1) enthält.

5. Hochfrequenzgenerator nach einem der Ansprüche 1 bis 3,
dadurch gekennzeichnet, daß
die Einrichtung (7) zur unmittelbaren und / oder
mittelbaren Feststellung des Zustandes des Gewebes eine
Meßeinrichtung zur Feststellung und eine Auswerteeinrich-
tung (3) zur Auswertung der elektrischen Ausgangsgrößen
des Generators aufweist und daraus ein geeignetes
Signal zur mittelbaren Feststellung des Zustandes des
Gewebes gebildet ist.

6. Hochfrequenzgenerator nach einem der Ansprüche 1 bis 3,
dadurch gekennzeichnet, daß
die Einrichtung (7) zur unmittelbaren Feststellung des
Zustands des Gewebes einen elektrischen Prüfsignalgenera-
tor (21), dessen Prüfsignal der Schneideelektrode
zugeführt ist, enthält und eine Prüfsignalmeßeinrichtung
(22) zur Feststellung des Zustands des Gewebes in der Nähe
der Schneideelektrode vorhanden ist.

-25-

7. Hochfrequenzgenerator nach einem der Ansprüche 1 bis 6, dadurch gekennzeichnet, daß grundsätzlich verschiedene Betriebsarten mit unterschiedlicher operativer Zielsetzung vorhanden sind, von denen eine Betriebsart " Schneiden " und die andere die Betriebsart " Koagulation " betrifft und gegebenenfalls weitere Betriebsarten für unterschiedliche Arten des Schneidens sowie unterschiedliche Arten des Koagulierens wählbar sind.

8. Hochfrequenzgenerator nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, daß während einer Betriebsart in den entsprechenden Zeitintervallen aus operativen Gründen die Ausgangsleistung des Generators vernachlässigbar klein gewählt ist.

9. Hochfrequenzgenerator nach einem der Ansprüche 1 bis 8, dadurch gekennzeichnet, daß in der Meßeinrichtung (7) eine Einrichtung zur Feststellung der an der Schneideelektrode (8.1) vorliegenden Gewebeimpedanz vorhanden ist, und diese Impedanz anhand der Prüfsignale bzw. der elektrischen Ausgangsgrößen des Generators ermittelt wird und die Betriebsart am Ende (15) des vorangegangenen Zeitintervalles (12) für das folgende Zeitintervall (13) auf Koagulation eingestellt wird, wenn die Lastimpedanz niedriger ist als ein vorgegebener Sollwert und die Betriebsart Schneiden eingestellt wird, wenn die Lastimpedanz diesen Sollwert überschreitet.

10. Hochfrequenzgenerator nach einem der Ansprüche 7 bis 9, dadurch gekennzeichnet, daß

mindestens vier verschiedene Betriebsarten mit unterschiedlicher operativer Zielsetzung vorhanden sind, von denen eine Betriebsart " Schneiden " und zwei andere die Betriebsarten " Koagulation " betreffen.

11. Hochfrequenzgenerator nach einem der Ansprüche 1 bis 10, dadurch gekennzeichnet, daß in der Betriebsart " Schneiden " die Ausgangsspannung des Hochfrequenzgenerators (1) auf einen vorgegebenen konstanten Wert geregelt wird.

12. Hochfrequenzgenerator nach einem der Ansprüche 1 bis 10, dadurch gekennzeichnet, daß in der Betriebsart " Schneiden " der Ausgangsstrom des Hochfrequenzgenerators (1) auf einen vorgegebenen konstanten Wert geregelt wird.

13. Hochfrequenzgenerator nach einem der Ansprüche 1 bis 10, dadurch gekennzeichnet, daß in der Betriebsart " Schneiden " die Ausgangsleistung des Hochfrequenzgenerators (1) auf einen vorgegebenen konstanten Wert geregelt wird.

14. Hochfrequenzgenerator nach einem der Ansprüche 1 bis 10, dadurch gekennzeichnet, daß in der Betriebsart " Schneiden " der beim Schneiden an der Schneideelektrode (8.1) entstehende Lichtbogen auf einen vorgegebenen konstanten Wert geregelt wird.

15. Hochfrequenzgenerator nach einem der Ansprüche 1 bis

14,
dadurch gekennzeichnet, daß
in der Betriebsart " Koagulation " wahlweise mit einer
konstanten oder zeitveränderlichen Spannung koaguliert
wird, die so niedrig ist, daß ein Lichtbogen an der
Schneideelektrode (8.1) nicht auftreten kann.

16. Hochfrequenzgenerator nach einem der Ansprüche 1 bis
14,
dadurch gekennzeichnet, daß
in der Betriebsart " Koagulation " mit Pulspaketen einer
Spannung koaguliert wird, die so hoch ist, daß ein Licht-
bogen an der Schneideelektrode (8.1) auftritt.

17. Hochfrequenzgenerator nach Anspruch 10 bis 14,
dadurch gekennzeichnet, daß
eine der beiden unterschiedlichen Betriebsarten einer
Koagulation nach Anspruch 15 und die andere Betriebsart
einer Koagulation nach Anspruch 16 entspricht.

18. Hochfrequenzgenerator nach Anspruch 7 bis 17,
dadurch gekennzeichnet, daß
in der Betriebsart " Schneiden " der Generator (1) so
gesteuert wird daß der Schnitt um maximal einen Elektro-
dendurchmesser tiefer in das Gewebe eindringt, als die
Tiefe der vorhergehenden Koagulationen beträgt.

19. Hochfrequenzgenerator nach Anspruch 18,
dadurch gekennzeichnet, daß
in der Betriebsart " Schneiden " der Schnitt beendet wird,
wenn die Impedanz des Gewebes stark absinkt.

20. Hochfrequenzgenerator nach einem der Ansprüche 1 bis
19,

dadurch gekennzeichnet, daß die Zeitintervalle (11) jeweils eine vorgegebene, konstante Zeitdauer besitzen und die momentane Ausgangsgröße des Generators (1) wie Spannung, Strom, Leistung aus der vorhergehenden Periode ermittelt wird.

21. Hochfrequenzgenerator nach einem der Ansprüche 1 bis 19,

dadurch gekennzeichnet, daß die Ausgangsgröße des Generators (1) auf einen für jedes Intervall vorgegebenen Wert eingestellt ist und die Zeitdauer der Zeitintervalle (11) jeweils aus der vorhergehenden Periode ermittelt wird.

22. Hochfrequenzgenerator nach einem der Ansprüche 1 bis 19,

dadurch gekennzeichnet, daß die Ausgangsgröße des Generators (1) auf einen vorgegebenen Wert eingestellt ist, der sich aus den Messungen im vorhergehenden Zeitintervall ergibt und die Zeitdauer der Zeitintervalle (11) jeweils aus der vorhergehenden Periode ermittelt wird.

23. Hochfrequenzgenerator nach Anspruch 22,

dadurch gekennzeichnet, daß die Ausgangsspannung des Generators aus der Gewebeimpedanz im vorhergehenden Intervall ermittelt wird.

24. Hochfrequenzgenerator nach einem der Ansprüche 7 bis 23,

dadurch gekennzeichnet, daß in einem Zeitintervall der Betriebsart "Koagulation" mindestens so tief koaguliert wird, wie in dem letzten vorhergehenden Zeitintervall der Betriebsart "Schneiden

-29-

" geschnitten wurde.

25. Hochfrequenzgenerator nach einem der Ansprüche 7 bis 24,

dadurch gekennzeichnet, daß das erste Zeitintervall der Betriebsart " Koagulation " nach einem Zeitintervall der Betriebsart " Schneiden " einer Koagulation nach Anspruch 15 entspricht.

26. Hochfrequenzgenerator nach einem der Ansprüche 7 bis 25,

dadurch gekennzeichnet, daß zu Beginn eines Zeitintervales der Betriebsart " Koagulation " aufgrund der Gewebeimpedanz entschieden wird, ob eine Koagulation nach Anspruch 15 oder eine Koagulation nach Anspruch 16 durchgeführt wird. Bei einer hohen Gewebeimpedanz wird die Koagulation nach Anspruch 16 gewählt, während bei einer niedrigen Gewebeimpedanz eine Koagulation nach Anspruch 15 gewählt wird.

27. Hochfrequenzgenerator nach einem der Ansprüche 7 bis 26,

dadurch gekennzeichnet, daß in der Betriebsart " Koagulation " eine Koagulation nach Anspruch 15 beendet wird, sobald ein Lichtbogen an der Schneideelektrode (8.1) auftritt.

28. Hochfrequenzgenerator nach Anspruch 27,

dadurch gekennzeichnet, daß die Ausgangsspannung des Generators nach einer vorgegebenen Funktion von einem vorgegebenen Startwert aus ansteigt bis ein Lichtbogen an der Schneideelektrode (8.1) auftritt.

29. Hochfrequenzgenerator nach Anspruch 28,

dadurch gekennzeichnet, daß der Anstieg der Ausgangsspannung aus dem vorhergehenden Intervall so bestimmt wird, daß die Zeit bis zum Auftreten eines Lichtbogens annähernd einem voreingestellten Wert entspricht.

30. Hochfrequenzgenerator nach einem der Ansprüche 7 bis 27, dadurch gekennzeichnet, daß die Ausgangsspannung des Generators in der Betriebsart "Koagulation" aufgrund des Auftretens eines Lichtbogens im vorhergehenden Intervall selektiert wird.

31. Hochfrequenzgenerator nach einem der Ansprüche 7 bis 27, dadurch gekennzeichnet, daß die Ausgangsspannung des Generators in der Betriebsart "Koagulation" erhöht wird, wenn nach einer vorbestimmten Zeitdauer noch kein Lichtbogen aufgetreten ist.

32. Hochfrequenzgenerator nach Anspruch 27, dadurch gekennzeichnet, daß ein zusätzliches Zeitintervall mit vernachlässigbar geringer Generatorleistung und ein weiteres Zeitintervall mit der Betriebsart "Koagulation" nach Anspruch 15 niedrigerer Spannung eingefügt wird, falls die Zeitdauer bis zum Auftreten eines Lichtbogens unter einem voreingestellten Grenzwert liegt.

33. Hochfrequenzgenerator nach einem der Ansprüche 7 bis 32, dadurch gekennzeichnet, daß anschließend an ein Zeitintervall mit der Betriebsart "

Koagulation " nach Anspruch 15 ein weiteres Zeitintervall mit der Betriebsart " Koagulation " nach Anspruch 16 angefügt wird.

34. Hochfrequenzgenerator nach einem der Ansprüche 7 bis 33,

dadurch gekennzeichnet, daß

in der Betriebsart " Koagulation " nach Anspruch 16 mit Puls- paketen koaguliert wird, die so lange dauern, daß am Ende der Pulspakete ein Lichtbogen vorgegebener Intensität auftritt.

35. Hochfrequenzgenerator nach Anspruch 7 bis 33, dadurch gekennzeichnet, daß

die Spannung des Generators (1) zu Beginn eines Zeitinter- valles mit der Betriebsart " Schneiden " bei einer hohen Gewebeimpedanz erhöht wird.

36. Hochfrequenzchirurgiegenerator (1) mit einer einste- llbaren Ausgangsleistung für miteinander gekoppelte Be- triebarten Koagulieren und nachfolgendes Schneiden zur Entfernung der Sonde,

dadurch gekennzeichnet, daß

eine Steuereinheit (30) vorhanden ist, die nach der Aktivierung des Generators zunächst die erste Betriebsart (a) des Generators mit koagulierender Wirkung einstellt und automatisch am Ende der Koagulation die zweite Be- triebssart (b) des Generators mit schneidender Wirkung derart kurzzeitig einstellt, daß nur die gewünschte Loslösung der Sonde vom Gewebe erfolgt, ohne daß die Sonde wesentlich in das Gewebe eindringt.

37. Hochfrequenzgenerator nach Anspruch 36,

dadurch gekennzeichnet, daß

in der Steuereinheit (30) ein Zeitgeber (10) vorhanden ist, der am Ende des Zeitintervalles mit der ersten Betriebsart (a) des Generators mit koagulierender Wirkung für das darauffolgende Intervall mit der zweiten Betriebsart (b) des Generators mit schneidender Wirkung eine zu Beginn dieses Intervalles mit der zweiten Betriebsart (b) vorbestimmte Zeit vorgibt, die so klein ist, daß die Sonde (8.1) nicht wesentlich in das Gewebe eindringen kann.

38. Hochfrequenzgenerator nach Anspruch 36 oder 37, dadurch gekennzeichnet, daß eine Meßeinrichtung (31) mit Auswerteeinrichtung zur Messung der elektrischen Parameter am Generatierausgang während der ersten Betriebsart (a) des Generators mit koagulierender Wirkung vorhanden ist, die aufgrund der gemessenen Signale die optimale Zeitdauer für das folgende Zeitintervall mit der zweiten Betriebsart (b) des Generators mit schneidender Wirkung ermittelt und ein Zeitgeber (10) vorhanden ist, dem das Ausgangssignal der Meßeinrichtung (31) zugeführt ist und den Zeitgeber (10) für das Zeitintervall mit der zweiten Betriebsart (b) des Generators mit schneidender Wirkung geeignet einstellt, daß nur die gewünschte Loslösung der Sonde vom Gewebe erfolgt, ohne daß die Sonde wesentlich in das Gewebe eindringt.

39. Hochfrequenzgenerator nach Anspruch 36, dadurch gekennzeichnet, daß eine Auswerteschaltung (32) zur mittelbaren und/oder unmittelbaren Feststellung des Schneidens vorhanden ist, die in der zweiten Betriebsart (b) des Generators mit schneidender Wirkung ein Signal an die Steuereinheit (30) abgibt, wenn die Sonde (8.1) zu schneiden beginnt, so daß

-33-

die Steuereinheit (30) das Zeitintervall mit der zweiten Betriebsart (b) eine voreinstellbare Zeit nach der Feststellung des gewebetrennen den Schneidens derart beendet, daß nur die gewünschte Loslösung der Sonde vom Gewebe erfolgt, ohne daß die Sonde wesentlich in das Gewebe eindringt.

40. Hochfrequenzgenerator nach Anspruch 39, dadurch gekennzeichnet, daß die Auswerteschaltung (32) zur mittelbaren und/oder unmittelbaren Feststellung des gewebetrennenden Schneidens einen mechanischen Sensor enthält, der ein Eindringen der Sonde (8.1) in das Gewebe feststellt.

41. Hochfrequenzgenerator nach Anspruch 9 und 39, dadurch gekennzeichnet, daß die Auswerteschaltung (32) zur mittelbaren und/oder unmittelbaren Feststellung des gewebetrennenden Schneidens eine Einrichtung zur Messung der Impedanz des Gewebes enthält und einen Schwellwertdetektor enthält der die beim Beginn des Schneidens typischerweise auftretende Änderung der Gewebeimpedanz erkennt.

42. Hochfrequenzgenerator nach Anspruch 39, dadurch gekennzeichnet, daß die Auswerteschaltung (32) zur mittelbaren und/oder unmittelbaren Feststellung des gewebetrennenden Schneidens eine Einrichtung zur Messung der spektralen Anteile des Generatortsignals und/oder eines Hilfssignals enthält, die die typischerweise durch den beim Schneiden auftretenden Lichtbogen hervorgerufenen Harmonischen des Generatortsignals und/oder des Hilfssignals detektiert.

1 / 4

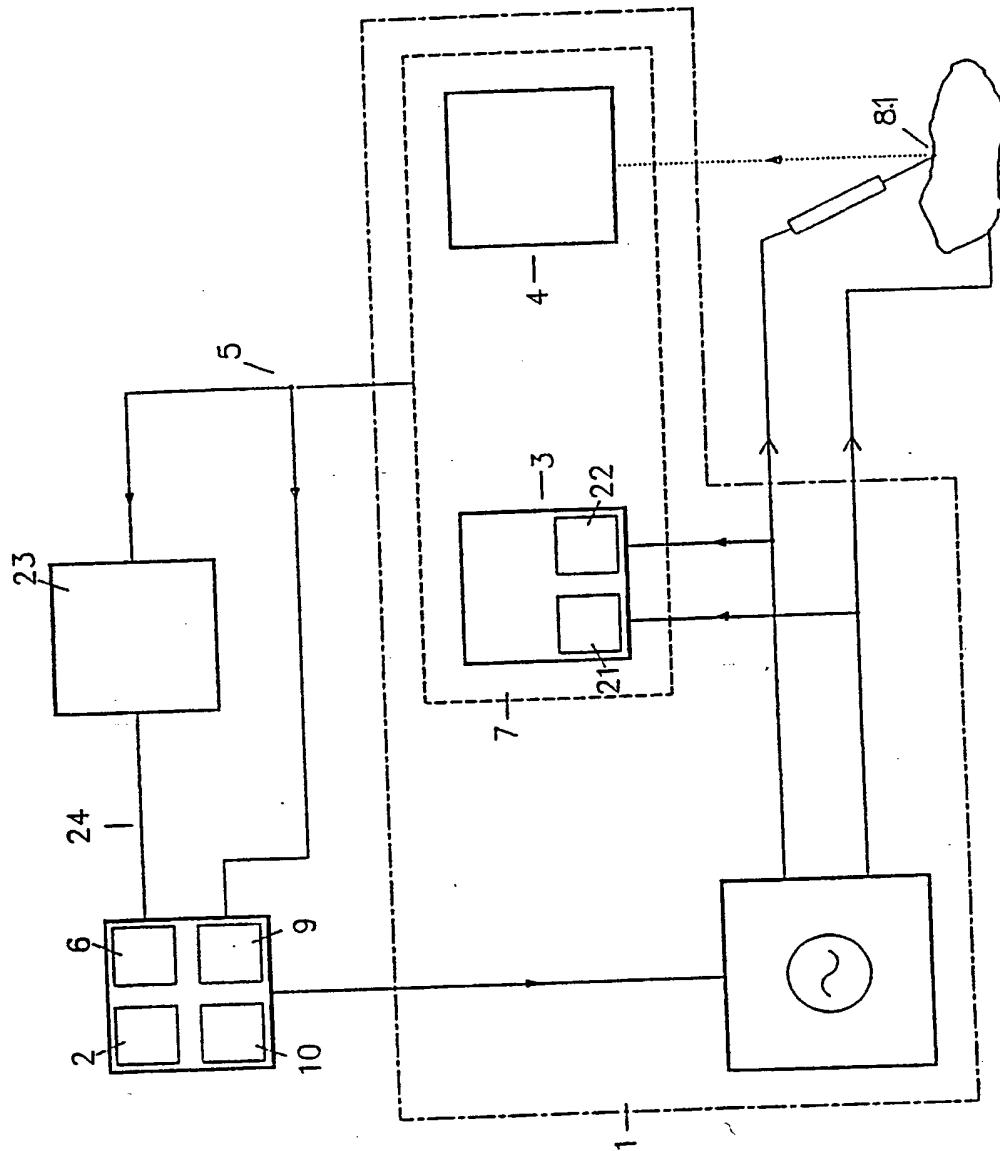


Fig. 1

2 / 4

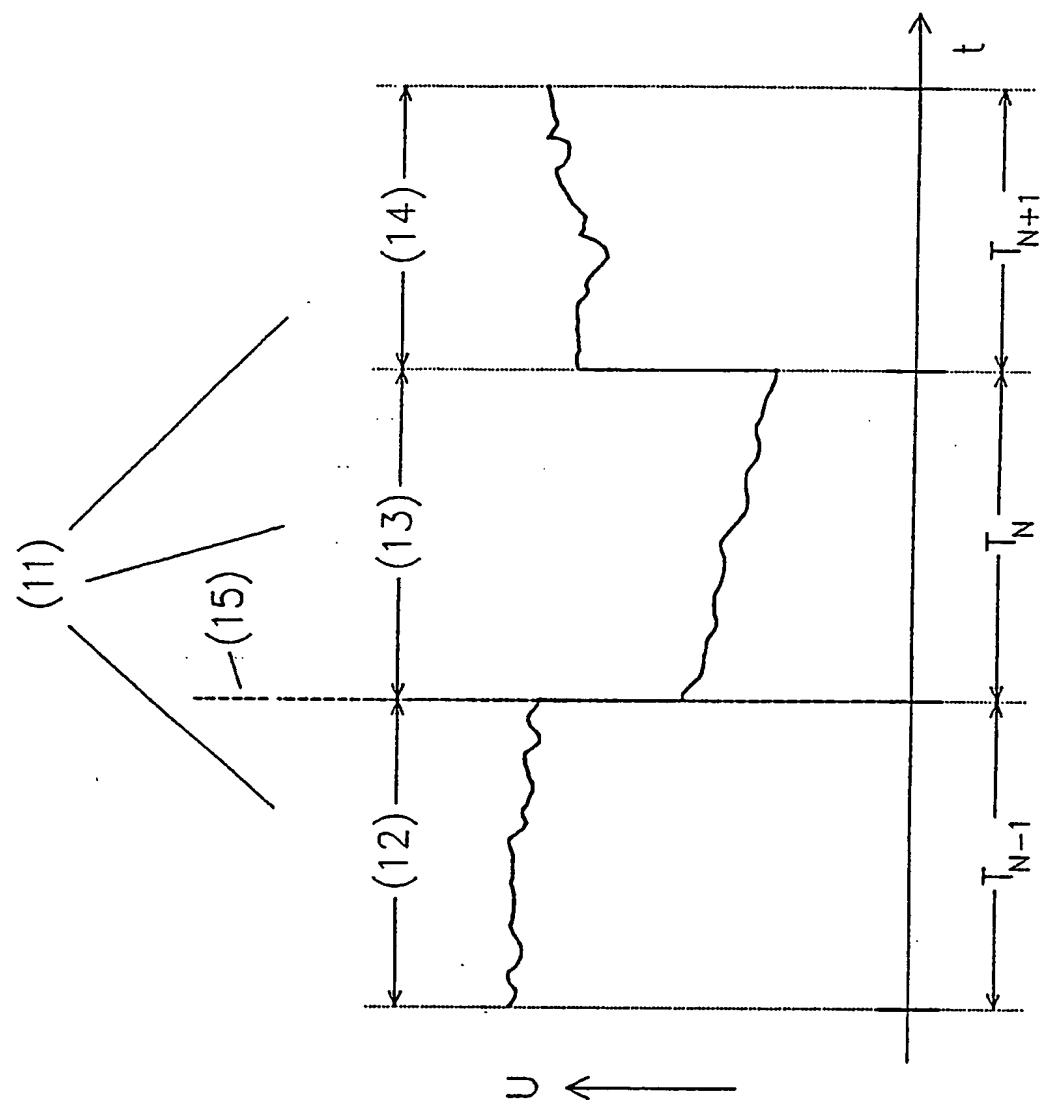


Fig. 2

3 / 4

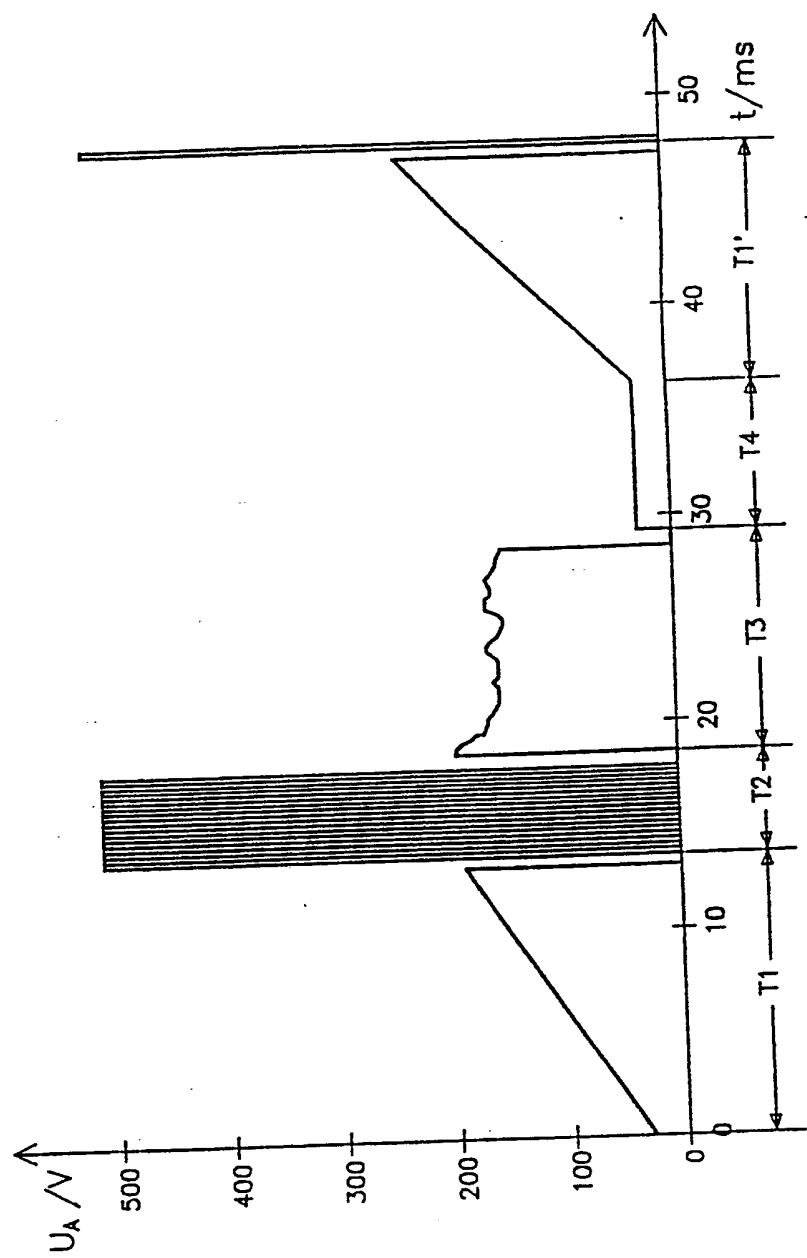


Fig. 3

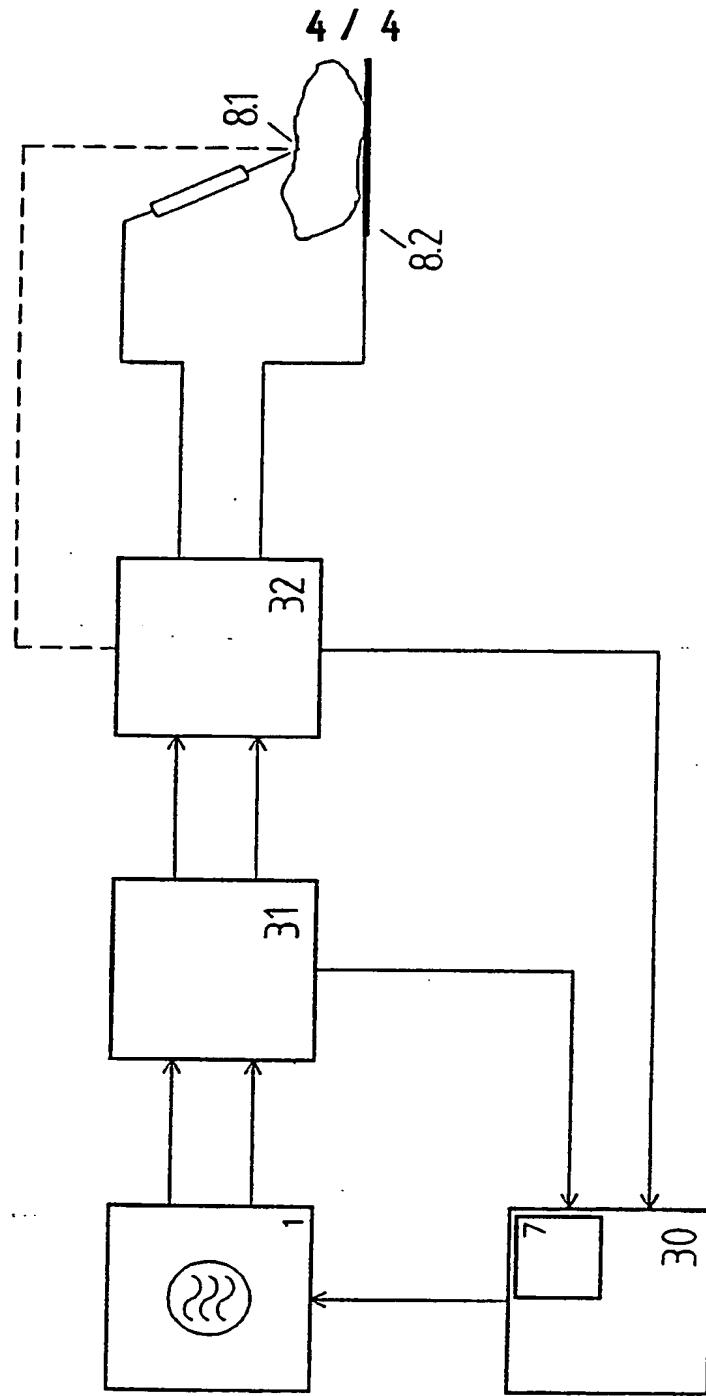


Fig. 4

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/DE 92/00674

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int. Cl. 5 A61B17/39

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

Int. Cl. 5 A61B

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	DE, A, 3 530 335 (ERBE) 12 March 1987 see the whole document in particular see column 7, line 31 - column 8, line 30; figures 1,5 see column 8, line 52 - column 9, line 21	36
Y A	---	37 1
Y A	DE, A, 3 622 337 (FLACHENECKER) 7 January 1988 see column 5, line 19 - line 40 see column 9, line 10 - line 15	37 1
A	---	
A	EP, A, 0 341 446 (FLACHENECKER) 15 November 1989 see column 6, line 55 - column 7, line 7	4-8
A	DE, A, 3 420 340 (B.M.E.) 20 December 1984 -----	

 Further documents are listed in the continuation of Box C. See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

- "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
- "E" earlier document but published on or after the international filing date
- "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
- "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
- "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

14 December 1992 (14.12.92)

Date of mailing of the international search report

21 December 1992 (21.12.92)

Name and mailing address of the ISA/

European Patent Office

Facsimile No.

Authorized officer

Telephone No.

ANNEX TO THE INTERNATIONAL SEARCH REPORT
ON INTERNATIONAL PATENT APPLICATION NO. DE 9200674
SA 64283

This annex lists the patent family members relating to the patent documents cited in the above-mentioned international search report.
The members are as contained in the European Patent Office EDP file on
The European Patent Office is in no way liable for these particulars which are merely given for the purpose of information. 14/12/92

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)		Publication date
DE-A-3530335	12-03-87	None		
DE-A-3622337	07-01-88	None		
EP-A-0341446	15-11-89	DE-A- 3815835 US-A- 5108391	23-11-89 28-04-92	
DE-A-3420340	20-12-84	None		

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

PCT/DE 92/00674

internationales Aktenzeichen

I. KLASSEFIKATION DES ANMELDUNGSGEGENSTANDS (bei mehreren Klassifikationsymbolen sind alle anzugeben)⁶
 Nach der Internationalen Patentklassifikation (IPC) oder nach der nationalen Klassifikation und der IPC
 Int.Kl. 5 A61B17/39

II. RECHERCHIERTE SACHGEBiete

Recherchierter Mindestprüfstoff⁷

Klassifikationssystem	Klassifikationssymbole
Int.Kl. 5	A61B

Recherchierte nicht zum Mindestprüfstoff gehörende Veröffentlichungen, soweit diese unter die recherchierten Sachgebiete fallen⁸

III. EINSCHLAGIGE VERÖFFENTLICHUNGEN⁹

Art. ¹⁰	Kennzeichnung der Veröffentlichung ¹¹ , soweit erforderlich unter Angabe der maßgeblichen Teile ¹²	Betr. Anspruch Nr. ¹³
X	DE,A,3 530 335 (ERBE) 12. März 1987 siehe das ganze Dokument insbesondere siehe Spalte 7, Zeile 31 - Spalte 8, Zeile 30; Abbildungen 1,5 siehe Spalte 8, Zeile 52 - Spalte 9, Zeile 21	36
Y	---	37
A	---	1
Y	DE,A,3 622 337 (FLACHENECKER) 7. Januar 1988 siehe Spalte 5, Zeile 19 - Zeile 40 siehe Spalte 9, Zeile 10 - Zeile 15	37
A	---	1
		-/-

* Besondere Kategorien von angegebenen Veröffentlichungen¹⁰:

- "A" Veröffentlichung, die den allgemeinen Stand der Technik definiert, aber nicht als besonders bedeutsam anzusehen ist
- "E" älteres Dokument, das jedoch erst am oder nach dem internationalen Anmelddatum veröffentlicht worden ist
- "L" Veröffentlichung, die geeignet ist, einen Prioritätsanspruch zweifelhaft erscheinen zu lassen, oder durch die das Veröffentlichungsdatum einer anderen im Recherchenbericht genannten Veröffentlichung belegt werden soll oder die aus einem anderen besonderen Grund angegeben ist (wie ausgeführt)
- "O" Veröffentlichung, die sich auf eine mündliche Offenbarung, eine Benutzung, eine Ausstellung oder andere Maßnahmen bezieht
- "P" Veröffentlichung, die vor dem internationalen Anmelddatum, aber nach dem beanspruchten Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist

"T" Spätere Veröffentlichung, die nach dem internationalen Anmelddatum oder dem Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist und mit der Anmeldung nicht kollidiert, sondern nur zum Verständnis des der Erfindung zugrundeliegenden Prinzips oder der ihr zugrundeliegenden Theorie angegeben ist

"X" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann nicht als neu oder auf erforderlicher Tätigkeit beruhend betrachtet werden

"Y" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann nicht als auf erforderlicher Tätigkeit beruhend betrachtet werden, wenn die Veröffentlichung mit einer oder mehreren anderen Veröffentlichungen dieser Kategorie in Verbindung gebracht wird und diese Verbindung für einen Fachmann naheliegend ist

"A" Veröffentlichung, die Mitglied derselben Patentfamilie ist

IV. BESCHEINIGUNG

1 Datum des Abschlusses der internationalen Recherche
14. DEZEMBER 1992

Absendetermin des internationalen Recherchenberichts

21.12.92

Internationale Recherchenbehörde
EUROPAISCHES PATENTAMT

Unterschrift des bevollmächtigten Bediensteten

PAPONE F.

III. EINSCHLAGIGE VEROFFENTLICHUNGEN (Fortsetzung von Blatt 2)		Betr. Anspruch Nr.
Art	Kennzeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der maßgeblichen Teile	
A	EP, A, 0 341 446 (FLACHENECKER) 15. November 1989 siehe Spalte 6, Zeile 55 - Spalte 7, Zeile 7 ---	4-8
A	DE, A, 3 420 340 (B.M.E.) 20. Dezember 1984 -----	

ANHANG ZUM INTERNATIONALEN RECHERCHENBERICHT
ÜBER DIE INTERNATIONALE PATENTANMELDUNG NR.

DE 9200674
SA 64283

In diesem Anhang sind die Mitglieder der Patentfamilien der im obengenannten internationalen Recherchenbericht angeführten Patentdokumente angegeben.
Die Angaben über die Familienmitglieder entsprechen dem Stand der Datei des Europäischen Patentamts am
Diese Angaben dienen nur zur Unterrichtung und erfolgen ohne Gewähr.

14/12/92

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
DE-A-3530335	12-03-87	Keine	
DE-A-3622337	07-01-88	Keine	
EP-A-0341446	15-11-89	DE-A- 3815835 US-A- 5108391	23-11-89 28-04-92
DE-A-3420340	20-12-84	Keine	

Für nähere Einzelheiten zu diesem Anhang : siehe Amtsblatt des Europäischen Patentamts, Nr.12/82